



Total diz protezi ve biyomekanik

Total knee replacement and biomechanics

Burak Özturan¹, Samet Erinç²

¹SB Göztepe Prof. Dr. Süleyman Yalçın Şehir Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İstanbul
²SBÜ Şişli Hamidiye Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İstanbul

Tıp alanında elde edilen yeni gelişmeler neticesinde ortalama yaşam süresi gittikçe artmaktadır. Artan yaşam süreleri ile en sık görülen hastalıklardan biri de osteoartritir. İleri evre diz eklemi osteoartriti yaşamı olumsuz etkiler ve medikal tedaviye yanıt vermeyen hastalarda tedavi olarak çoğunlukla total eklem protezi tercih edilmektedir. Dünya piyasasında 150'den fazla diz protezi tasarımı bulunmaktadır. Her bir tasarım, hastaların daha iyi bir yaşam sürmesi için çeşitli araştırmalar sonucu geliştirilmiştir. Üzerinde bu kadar araştırma ve çeşitlilik olmasına rağmen hastaların hâlâ bir kısmı ameliyattan sonra tatmin olamamaktadır. Hasta memnuniyetinin artması ve implantların daha uzun ömürlü olabilmesi için diz eklemi biyomekaniğinin ortopedi ve travmatoloji uzmanları tarafından iyi öğrenilmesi gerekmektedir. Bu yazıda diz eklemi biyomekaniğini ve bu biyomekaniğin diz protezi tasarımları ile nasıl değiştiğini değerlendirdik.

Anahtar sözcükler: diz; gonartroz; total diz protezi; biyomekanik

As a result of new developments in the field of medicine, the average life expectancy is increasing. One of the most common diseases with increasing life expectancy is osteoarthritis. Advanced knee osteoarthritis affects quality of life negatively and total joint replacement is mostly preferred as a treatment in patients who do not respond to medical treatment. There are more than 150 knee prosthesis designs in the world market. Each design has been developed as a result of various researches for patients to lead a better life. Although there is so much research and variety on it, some of the patients are still not satisfied after the surgery. The unique biomechanics of the knee joint should be well learned by the surgeons in order for the patients to get better results and for the implants to last longer. In this article, we evaluated this unique biomechanics of the knee joint and how this biomechanics has changed with knee prosthesis designs.

Key words: knee; gonarthrosis; total knee prosthesis; biomechanics

DİZ EKLEMİ ANATOMİSİ

Diz eklemi, birbirleriyle bağlantılı iki farklı eklem olarak ele alınabilir; tibiofemoral eklem ve patellofemoral eklem. Patella, tibia ve femurdan oluşan kemik yapı, menisküs, eklem kapsülü ve ligamentler gibi statik ve dinamik yapılar ile beraber diz eklemine stabilitesinden sorumludur.^[1]

Tibiofemoral eklem; menteşe tipinde bir eklem olup, vücut ağırlığının femur üzerinden tibiya aktarılmasında görev alırken aynı zamanda sagittal ve aksiyel planda diz eklemine hareketine izin vermektedir. Medial ve lateral femoral kondiller, medial ve lateral tibia platoları ile eklenişir. Medial femoral kondilin yarıçapı, lateral femoral kondilden daha büyüktür. Koronal planda medial kondil, lateral kondilden daha distale uzanırken sagittal planda ise lateral kondil medial kondile göre daha anteriorda yer almaktadır. Proksimal tibia

ise interkondiler çıkıntı ile medial plato (oval ve içbükey) ve lateral plato (daireysel ve dışbükey) şeklinde ikiye ayrılmıştır. Lateral ve medial platolar kendi içlerinde özellikle anterior kısımlarında asimetri gösterir. Lateral femoral kondilin hem sagittal hem de koronal planda medial kondilden daha küçük olması, valgus dizilimine sebep olarak alt ekstremitenin normal mekanik aksının (ekseninin) oluşmasına katkı sağlar.^[2]

Patellofemoral eklem ise eyer tipinde bir eklem olup vücudun en büyük sesamoid kemiği olan patella ile femur arasında oluşmaktadır. Patellofemoral eklem, kuadriseps kası ile beraber diz eklemine ekstansör mekanizmasını oluşturur. Spina iliaca anterior superior ile patellanın orta noktasını birleştiren çizgi ile, patellanın orta noktasını tuberositas tibia ile birleştiren çizgi arasında oluşan fizyolojik valgus açısı 'Q açısı' olarak tanımlanmaktadır. Bu açı kadın cinsiyette daha büyük olmakla beraber 10°-15° arasındadır.^[3]

İletişim / Contact: Op. Dr. Burak Özturan • **E-posta / E-mail:** ozturanb@gmail.com

ORCID iD: Burak Özturan, 0000-0002-1296-5059 • Samet Erinç, 0000-0002-6494-6415

Geliş / Received: 17 Temmuz 2021 • **Kabul / Accepted:** 15 Ağustos 2021

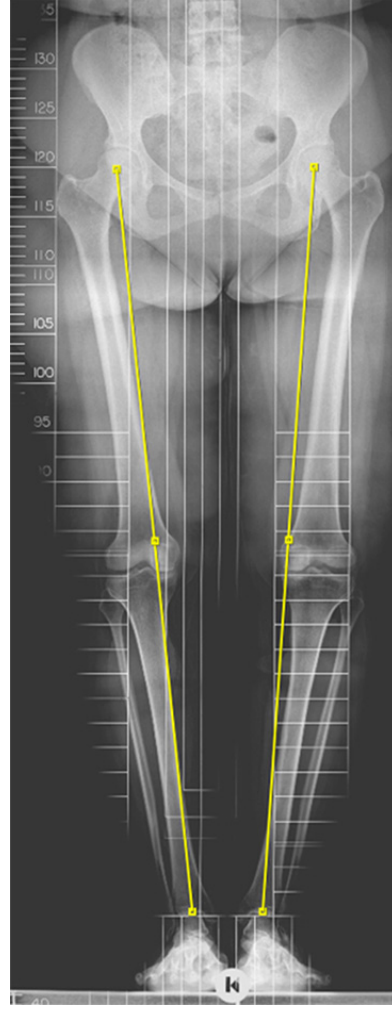
Ön çapraz bağ, femoral interkondiler boşluğun posterolateralinden başlayıp distale doğru femurun longitudinal eksenine paralel seyrederek tibial interkondiler çıkıntısının anterioruna yapışır. Tartışmalı bir konu olmakla beraber anteromedial ve posterolateral olmak üzere iki ayrı demetten oluştuğu söylenmektedir. Ekstansiyon esnasında anteromedial demetler gerilirken, fleksiyonda ise posterolateral demetler gerilmektedir. Demetler kendi aralarında lateralden mediale doğru kıvrılarak sarmal bir yapı oluşturur. Bu sayede 'anahtar kilit' mekanizmasının oluşumuna ve tibianın aksiyel planda hareketini destekleyerek ekstansiyonda kilitlenmesine katkı sağlar.^[4]

Arka çapraz bağ (AÇB), femoral interkondiler boşluğun medial yüzeyinden başlayarak proksimal tibia'daki 'fovea sentralis' denilen anatomik oluşuma yapışır. Yapışma femur ve tibianın posterior korteksi ile aynı hizada yer almaktadır. Posteromedial ve anterolateral olarak iki demetten oluşur. Posteromedial lifleri ekstansiyonda gergin iken anterolateral lifleri fleksiyonda gerilir. Tam ekstansiyonda iken tibianın herhangi bir planda translasyonuna ve varus-valgus stresine karşı koyar.^[5]

Menisküsler, tibial plato ve femoral kondiller arasında yer alan yarım ay şeklinde fibrokartilaj bir yapıya sahip anatomik oluşumlardır. Menisküslerin iç kısımları avasküler ve anöral iken sadece dış %10-30'luk kısmı kanlanmakta ve Tip 1-2-3 sinir uçları içermektedir.^[6] Diz eklemi hareketlerinin sağlanmasında birden fazla göreve sahiptir. İçerdiği proteoglikan yapısı tarafından tutulan suyu, aksiyel yüklenme ile eklem sıvısına salarak tibia ve femur arasında gereğinde elastiki özelliğini değiştirerek tampon görevi görür, ayrıca diz eklemi ön-arka translasyonuna karşı koyarak çapraz bağlara yardımcı olurlar ve diz eklemi hareketi boyunca uyumlu bir hareket alanı oluşmasında hayati öneme sahiptir.^[7]

Alt Ekstremitenin Mekanik Dizilimi

Alt ekstremitte mekanik eksen, koronal planda femur başı orta noktası ile ayak bileği eklemi orta noktasını birleştiren çizgi olarak tanımlanır (Şekil 1). Alt ekstremitte mekanik eksen vertikal eksene göre 3° valgustadır. Femur mekanik eksenine ise femur başı merkezi ile interkondiler bölgeyi birleştiren çizginin ortasından geçen çizgidir ve vertikal eksene göre 9° valgustadır. Tibianın mekanik eksenine, tibia platosunun ortası ile ayak bileği eklemi orta noktasını birleştiren çizgidir ve vertikal eksene göre 3° valgustadır. Normal mekanik eksen, tibia platosunun medialinden geçtiği için yürümenin salınma fazı gibi tek ayak üzerine yük verme esnasında vücut ağırlığı medial platodan geçer. Medial kompartmanda kompresif güçler hâkimken, lateral kompartman tensil kuvvetlerin etkisindedir.^[8]



Şekil 1. Alt ekstremitte mekanik eksen.

DİZ EKLEMİ BİYOMEKANİĞİ

Diz eklemi vücuttaki en büyük ve en kompleks eklemlerdendir. Asıl hareketi sagittal planda fleksiyon ve ekstansiyon olmakla beraber anterior-posterior kayma, rotasyon ve varus-valgus hareketleri de yapabilir. Fizyolojik hareketi eklem yüzlerinin uyumuna ve diz eklemi destekleyen yumuşak dokuların anatomisine bağlıdır. Diz fleksiyonu ve ekstansiyonu; yuvarlanma, kayma ve rotasyon hareketlerinin harmonisi ile gerçekleştirilir.^[9] Diz fleksiyonu başlarken popliteus kası kasılır ve 'anahtar-kilit' mekanizması açılır. Yuvarlanma hareketi, fleksiyonun ilk 20°'sinde etkili olurken tibiofemoral hareket noktasının posteriora kaymasına sebep olur. Kayma hareketi ise 30° fleksiyondan sonra etkili olurken medial ve lateral platodaki temas noktalarının posteriora doğru kaymasına etki eder. Bu etki, lateral femoral kondilin ön-arka çapı medial kondilden daha küçük olduğu için özellikle lateral platoda daha fazla görülür.

Lateral kompartmandaki posteriora kayma miktarının fazla oluşu, fleksiyon esnasında tibianın iç rotasyonu ile sonuçlanır. Anahtar-kilit mekanizması ise tersi bir etki ile tam ekstansiyonda, tibiya eksternal rotasyon hareketi yaptırarak dizin kilitlenmesine sebep olur.^[4] Çapraz bağlar, kemik anatomisi ile beraber diz eklemine yuvarlanma ve kayma hareketlerinde önemli role sahiptir. Femur ve tibianın çapraz bağlar ile beraber fleksiyon ve ekstansiyon esnasındaki bu hareketi 'dört bar teorisi' olarak isimlendirilmiştir. Femoral kayma ve yuvarlanma hareketinin amacı daha yüksek fleksiyon derecesine ulaşabilmektir. Bu sayede diz eklemi; -5° ekstansiyon ile 160° fleksiyon aralığında hareket edebilmektedir.^[10]

Patellofemoral eklem, patella ile troklea arasında oluşmaktadır. Patella, ekstansör kuvvetin kuvvet kolunu uzatarak kuadriseps kası üzerine düşen yükü azaltır. Yuvarlanma ve kayma hareketleri neticesinde tibiofemoral hareket noktası posteriora kaydığı için ekstansör moment kolu uzar. Patellanın ekstansör kuvvetin moment kolunu uzatması ile beraber tam fleksiyondaki bir dizin ekstansiyona gelmesi için gereken kuvvetin %10, 45° fleksiyondan tam ekstansiyona gelmesi için gereken kuvvetin ise %30 azaltılmasına sebep olur.^[11] Kemik yapıların uyumu, ligamentöz destek ve çevre kasların stabilitesi, patellanın troklear oluk içindeki fizyolojik hareketinin sürdürülmesinde etkilidir. Kuadriseps ve hamstring kaslarının gerilim etkisi patellofemoral eklem üzerine net kompresif kuvvetin oluşmasına neden olur. İnsan vücudunun en kalın kondral yüzeyi patellada bulunmakla beraber patella üzerine binen kompresif yük tam çömelme hareketinde vücut ağırlığının 6-7 katına çıkabilmektedir. Patella ile troklea arasındaki temas yüzeyi fleksiyonun artışı ile birlikte artar; 20° fleksiyonda temas yüzeyi 2,6 cm² iken, 90° fleksiyonda temas yüzeyi 4,1 cm²'dir.^[12] Patellar eklem şekli, femoral troklear oluk ile uyumu ve çevre yumuşak dokular, patellanın stabilitesinden sorumludur. İlk 30° fleksiyon esnasında patellanın troklear oluk içindeki hareketinden vastus medialis kası sorumlu iken 30°'nin üzerindeki fleksiyonda medial patellofemoral ligament primer stabilizatördür.^[13]

Dünya piyasasında 150'den fazla diz protezi tasarımı kendine yer bulmaktadır.^[14] Bu protezler kendi aralarında çapraz bağları kesip kesmemeleri, femur kondil geometrileri, hareketli *inserte* (polietilen yapıdaki ara yüzeye) sahip olup olmamaları ve tespit çeşitlerine göre sınıflandırılabilir.^[15]

Protezlerin tasarımlarına göre biyomekanik ve kinematik değişiklikler oluşmaktadır.^[16]

Arka çapraz bağ (AÇB), geri yuvarlanma hareketinde hayati rol oynamaktadır. Fleksiyon hareketinde liflerinin gerilmesi ile femur kondili geri çeker. AÇB medial femoral kondile yapışması nedeniyle lateral kondil, mediale göre daha çok posteriora yer değiştirir.^[17]

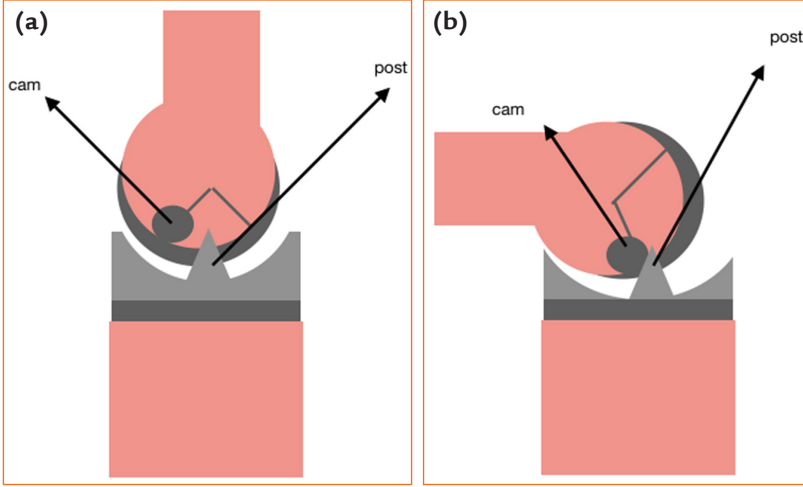
Arka çapraz bağ koruyan total diz protezi (TDP) oldukça yaygın kullanılan bir protez çeşidir. AÇB koruyan diz protezlerinde tibial yüzeyler femoral geri yuvarlanmaya izin vermek için daha düz yapıdadır.^[17]

Yapılan çalışmalarda AÇB koruyan TDP'nin normal diz kinematiklerinden farklı bir kinematikte hareket ettiği görülmüştür.^[18,19] Diz fleksiyon hareketiyle femur öne paradoksal olarak translasyon yapar.^[20] Aksiyel rotasyon hareketi de normale göre ters olur. Femurun ileri derece fleksiyonda öne translasyonu nedeniyle tibianın arka dudağının femura çarpması neticesinde fleksiyon hareketi kısıtlanır.^[18,21] Ters aksiyel rotasyon hareketi ise patellanın patellar oluktaki hareketini olumsuz yönde etkileyebilir ve patella femoral instabiliteye neden olabilir.^[19]

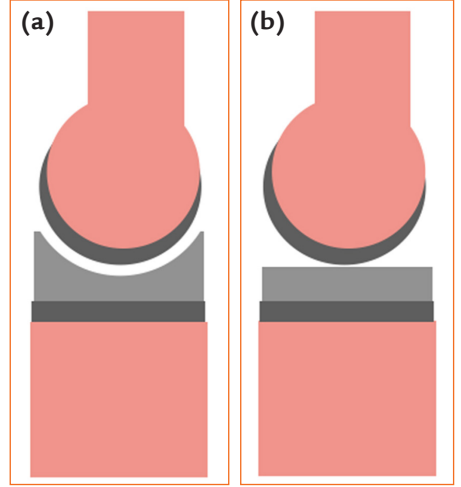
Arka çapraz bağ kesen TDP'ler femoral parçada merkezi "*cam*", tibial *insertte* ise merkezi "*post*" mekanizmasına sahiptir. Bu iki parça AÇB olmayan dizde AÇB'nin mekanizmasının yerini tutar. Diz fleksiyonunun arttığı durumlarda, polietilen yapısındaki *insertte* bulunan ve dile benzeyen çıkıntı (*post*), femoral parçadaki *notch* bölgesindeki enlemesine mile (*cam*) takılır ve femurun geri yuvarlanma hareketini yapmasını sağlar (Şekil 2).^[17] Erken ve orta derece fleksiyonlarda "*cam-post*" mekanizması devreye girmez. "*Cam-post*" mekanizmasının ne kadar fleksiyon ile devreye girdiğini araştıran birçok çalışma mevcuttur. Yapılan çalışmalarda implant tipine göre çok çeşitli fleksiyon dereceleri ortaya çıkmıştır.^[21,22] Suggs ve ark., yaptıkları çalışmada ortalama 90° fleksiyondan sonra "*cam-post*" mekanizmasının devreye girdiğini göstermişlerdir.^[22] Arka çapraz bağ kesen protez tasarımı daha uyumlu eklem yüzüne sahiptir. Arka çapraz bağ kesen ve koruyan diz protezi karşılaştırıldığında çapraz bağ kesen protez koruyana göre daha iyi geri yuvarlanma hareketi yapar.^[20] Normal dize ve her iki çapraz bağ koruyan TDP'ye göre ise daha az geri yuvarlanma hareketi yapar.^[23]

Daha iyi femoral geri yuvarlanma sağlayan ve çukurlaştırılmış yapıya sahip tibial eklem yüzü ile AÇB kesen protezler, femoral geri yuvarlanmaya izin vermek için daha düz tasarlanmış tibial eklem yüzü olan AÇB koruyan TDP tasarımlarına göre daha yüksek eklem uyumuna sahiptir. Arka çapraz bağ koruyan TDP'ler sagittal planda daha az eklem uyumu gösterdiği için, polietilen yüzeylerdeki stresin artmasına ve aşınmaya neden olabilir (Şekil 3).^[24]

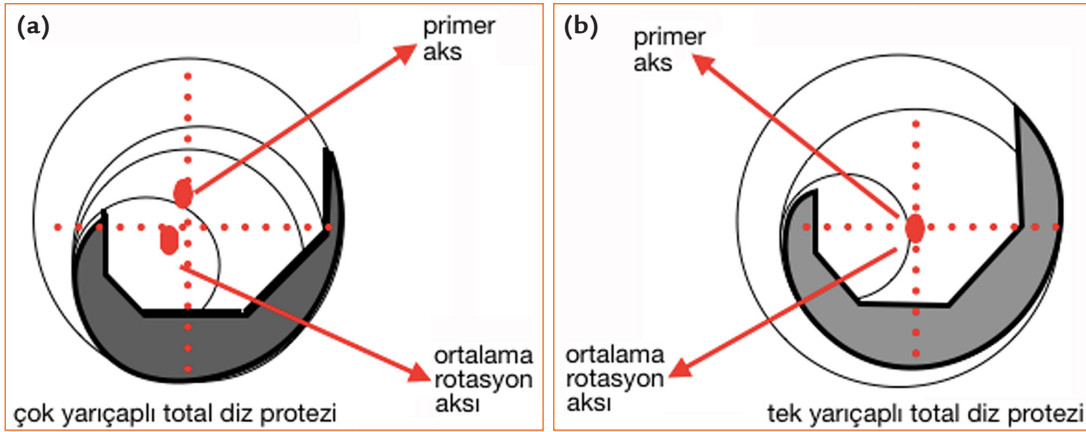
Her iki çapraz bağ koruyan TDP, normal diz hareketlerine daha yakın kinematikte sahiptir. Arka çapraz bağ kesen ve koruyan TDP'ler karşılaştırıldığında lateral ve medial kondilin posterior translasyonu olduğu görülmüş ama normal dize oranla daha düşük miktarda aksiyel rotasyon ve geri yuvarlanma hareketi olduğu



Şekil 2. a, b. Arka çapraz bağı kesen protezlerde "post-cam" mekanizması: Diz ekstansiyonda iken (a); diz fleksiyonda iken (b) "post-cam" mekanizması ile daha iyi femoral geri yuvarlanma sağlanması; polietilen insert üzerindeki çıkıntı (post) ile femoral komponentte notch bölgesindeki enlemesine milin (cam) arkaya kaymayı önleyici ilişkisi.



Şekil 3. a, b. Total diz protezlerinde eklem uyumu: Daha iyi femoral geri yuvarlanma sağlayan ve çukurlaştırılmış yapıya sahip tibial eklem yüzü (a); femoral geri yuvarlanmaya izin vermek için daha düz tasarlanmış tibial eklem yüzü (b).



Şekil 4. a, b. Çok yarıçaplı total diz protezi (TDP) ortalama eksenini posteriora yer değiştirirken (a); tek yarıçaplı TDP primer eksenini ile ortalama rotasyon eksenini aynı (b).

gösterilmiştir. Normal dize diğer protezlerden daha yakın kinematik hareket göstermesini mevcut ÖÇB'nin korunmasıyla propriyosepsiyonun ve stabilitenin daha iyi sağlanmasına bağlamışlardır.^[23] Her ne kadar normal dize daha yakın kinematiğe sahip olsa da bazı çalışmalar yüksek revizyon oranına sahip olduğunu göstermektedir.^[20]

İmplantların tasarımlarına göre femurların şekilleri değişiklik gösterir. Bazı tasarımlar her iki kondil için aynı yarıçaplı femoral komponent içerirken; bazı tasarımlar ise fleksiyon arkına göre fleksiyonla artan yarıçaplı tasarımlar içerir. Eklem rotasyon merkezinin fleksiyon hareketi ile spiral şeklinde değişkenlik göstermesi nedeniyle femoral komponentlerde bu değişken

merkez için çok yarıçaplı tasarımlar yapılmıştır.^[25] Çok yarıçaplı tasarımlarda çapraz bağ ve kollateral ligamentler, eklem yüzeyleri stres yüklerine maruz kaldığında yükün bir kısmını emebilmesi ve eklem çizgisini korumak için korunur.^[26]

Yapılan çalışmalarda geometrik değişikliklerle normal diz kinematiğinin taklit edilemediği anlaşılmıştır.^[27] Tek yarıçaplı ve çok yarıçaplı TDP arasında yapılan bir çalışmada; tek yarıçaplı diz protezlerinde lateral kondil geri kayma hareketi yaparken, medial kondilde belirgin öne kayma hareketi olduğu; çok yarıçaplı diz protezlerinde ise lateral kondilde geri kayma hareketi olurken, medial kondilde daha az öne kayma hareketi olduğu görülmüştür (Şekil 4).^[28,29]

Total kondiler protezler ise çapraz bağları keserek diz biyomekaniğini basitleştirir. Bu protezlerde posterior femoral kondil yarıçapı gittikçe azalır. Bu protezlerde fleksiyon ve ekstansiyon eksenini sabittir ve medialde anterosuperiordan lateralde posteroinferiora doğru geçer. Bu durum diz ekstansiyonu ile valgus ve eksternal rotasyon hareketine neden olur.^[30,31] Değişken fleksiyon eksenine sahip tasarımların mid-fleksiyon instabilitesini artırdığı ve patellofemoral kinematığı etkilediği düşünüldüğü için tek fleksiyon eksenli TDP tasarımları yapılmıştır.^[20]

Yapılan biyomekanik çalışmalarda, oturup kalkarken tek yarıçaplı TDP tasarımlarında diz ekstansiyon kas grubunda eksantrik aktivasyonun daha az ve mediolateral stabilitenin daha iyi olduğu; çok yarıçaplı TDP tasarımlarında ise hastaların eklem stabilitesini sağlamak için bazı kompensatuvar mekanizmalar geliştirdiği ifade edilmektedir. Tek yarıçaplı TDP tasarımlarında da artan anteroposterior tepki kuvvetine bağlı olarak azalan vastus lateralis ve semitendinosus aktivitesi görülse de fonksiyonel olarak hastalarda iyi sonuç verdiği belirtilmiştir.^[32,33]

Total diz protezi yapılan hastalarda ameliyat sonrası fleksiyon miktarını en çok etkileyen faktör, ameliyat öncesi eklem fleksiyon miktarıdır.^[34] Protezlerin komponentlerinde yapılan değişikliklerle ekstansör mekanizmadaki basıncı azaltılabileceği, daha uygun femoral geri yuvarlanma sağlanabileceği bu şekilde ameliyat sonrası fleksiyon miktarının artırılabilirliği düşünülmüş ve posterior femoral kondilin yarı çapının azaltılması planlanmıştır.^[35,36] İmplantlardaki bu değişikliklere rağmen yapılan çalışmalarda belirgin fleksiyon artışı görülmemiştir.^[34,37]

Artan hasta beklentileri nedeniyle ameliyat sonrası fleksiyon miktarını artırmak için hareketli *inserti* olan diz protezleri de tasarlanmıştır. Posterior kondiler *offset* artırılarak eklem uyumu artırılmış, patellofemoral eklemeleşmede uyumu artırmak için oluk genişletilip tibial *insertin* anteriorunun bir kısmı rezeke edilerek ileri fleksiyon hareketinde ekstansör mekanizma ile teması azaltılmıştır. Bu protez tipinde hareketli *insert* kullanılarak implant ile kemik arasındaki kuvvet geçişinin azaltılması ile erken gevşemenin önlenmesi planlanmıştır. Hareketli *insert* kullanılan TDP protezlerinde aksiyel rotasyonun arttığı ve femoral kondilin *insert* üzerinde daha az *lift-off* yaptığı görülmüş ve eklem hareket açıklığında artışın protez yüzeylerinin eklem hareketine gösterdiği artmış uyumla olduğu belirtilmiştir.^[38]

Sonuç olarak diz eklemi basit bir menteşe tipi eklem olmamakla beraber içerisinde çok önemli biyomekanik mekanizmalar içermektedir. Artan yaşam süreleri ile birlikte artan hasta beklentilerini de üzerine ekleyince

daha tatmin edici sonuçlar için diz biyomekaniğini çok iyi anlamak ve seçeceğimiz implantın özelliklerine hâkim olmak gerekmektedir. Yapılan protez tasarımları normal diz biyomekaniğini tam olarak taklit edemekte, hatta normalden daha farklı biyomekanik özellikler göstermektedir. Diz eklemi tamamen taklit eden ve daha tatmin edici sonuçlar veren implantların geliştirilmesi için daha fazla çalışmalar yapılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Perry J, Burnfield M. Gait Analysis: Normal and Pathological Function, 2nd ed. USA: SLACK Incorporated; 2010.
2. Flandry F, Hommel G. Normal anatomy and biomechanics of the knee. Sports Med Arthrosc Rev 2011;19(2):82–92. [Crossref](#)
3. Heiderscheidt BC, Hamill J, Caldwell GE. Influence of Q-angle on lower-extremity running kinematics. J Orthop Sports Phys Ther 2000;30(5):271–8. [Crossref](#)
4. Moglo KE, Shirazi-Adl A. Cruciate coupling and screw-home mechanism in passive knee joint during extension-flexion. J Biomech 2005;38(5):1075–83. [Crossref](#)
5. Voos JE, Mauro CS, Wentz T, Warren RF, Wickiewicz TL. Posterior cruciate ligament: anatomy, biomechanics, and outcomes. Am J Sports Med 2012;40(1):222–31. [Crossref](#)
6. Cerulli G, Ceccarini A, Alberti PF, Caraffa A, Caraffa G. Mechanoreceptors of some anatomical structures of the human knee. In: Müller W, Hackenbruch W, editors. Surgery and Arthroscopy of the Knee. Berlin, Heidelberg: Springer; 1988. p.50–4. [Crossref](#)
7. Makris EA, Hadidi P, Athanasiou KA. The knee meniscus: structure-function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration. Biomaterials 2011;32(30):7411–31. [Crossref](#)
8. Jeffery RS, Morris RW, Denham RA. Coronal alignment after total knee replacement. J Bone Joint Surg Br 1991;73-B(5):709–14. [Crossref](#)
9. Roaas A, Andersson GB. Normal range of motion of the hip, knee and ankle joints in male subjects, 30–40 years of age. Acta Orthop Scand 1982;53(2):205–8. [Crossref](#)
10. Pinskerova V, Johal P, Nakagawa S, Sosna A, Williams A, Gedroyc W, Freeman MAR. Does the femur roll-back with flexion? J Bone Joint Surg Br 2004;86-B(6):925–31. [Crossref](#)
11. Goldblatt JP, Richmond JC. Anatomy and biomechanics of the knee. Oper Tech Sports Med 2003;11(3):172–86. [Crossref](#)
12. Fulkerson JP, Shea KP. Disorders of patellofemoral alignment. J Bone Joint Surg Am 1990;72(9):1424–9. [Crossref](#)
13. Victor J, Wong P, Witvrouw E, Sloten JV, Bellemans J. How isometric are the medial patellofemoral, superficial medial collateral, and lateral collateral ligaments of the knee? Am J Sports Med 2009;37(10):2028–36. [Crossref](#)
14. Freeman MAR. How the knee moves. Curr Orthop 2001;15(6):444–50. [Crossref](#)
15. Kostuik JP, Schmidt O, Harris WR, Wooldridge C. A study of weight transmission through the knee joint with applied varus and valgus loads. Clin Orthop Relat Res 1975;108:95–98. [Crossref](#)
16. Zingde SM, Slamin J. Biomechanics of the knee joint, as they relate to arthroplasty. Orthop Trauma 2017;31(1):1–7. [Crossref](#)

17. Shenoy R, Pastides PS, Nathwani D. (iii) Biomechanics of the knee and TKR. *Orthop Trauma* 2013;27(6):364–71. [Crossref](#)
18. Haas BD, Komistek RD, Stiehl JB, Anderson DT, Northcut EJ. Kinematic comparison of posterior cruciate sacrifice versus substitution in a mobile bearing total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2002;17(6):685–92. [Crossref](#)
19. Bartel DL, Bicknell VL, Wright TM. The effect of conformity, thickness, and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1986;68(7):1041–51. [Crossref](#)
20. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR, Haas BD, Stiehl JB. Coventry Award Paper: Multicenter Determination of In Vivo Kinematics After Total Knee Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2003;416:37–57. [Crossref](#)
21. Zingde SM, Leszko F, Sharma A, Mahfouz MR, Komistek RD, Dennis DA. In Vivo Determination of Cam-Post Engagement in Fixed and Mobile-bearing TKA. *Clin Orthop Relat Res* 2013;472(1):254–62. [Crossref](#)
22. Suggs JF, Hanson GR, Park SE, Moynihan AL, Li G. Patient function after a posterior stabilizing total knee arthroplasty: cam-post engagement and knee kinematics. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008;16(3):290–6. [Crossref](#)
23. Mueller J, Komistek RD, Dennis DA. Kinematics of the Implanted and Non-implanted Knee. In: Scott WN, editor. *Insall & Scott Surgery of the Knee*, 5th ed. Philadelphia, PA, USA: Churchill Livingstone; 2012. p.254–62.
24. Mihalko WM, Krackow KA. Posterior cruciate ligament effects on the flexion space in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1999;360:243–50. [Crossref](#)
25. Gunston FH. Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement. *J Bone Joint Surg Br* 1971;53-B(2):272–7. [Crossref](#)
26. Scott RD. Duopatellar total knee replacement: the Brigham experience. *Orthop Clin North Am* 1982;13(1):89–102. [Crossref](#)
27. Scuderri GR, Komistek RD, Dennis DA, Insall JN. The impact of femoral component rotational alignment on condylar lift-off. *Clin Orthop Relat Res* 410:148–54. [Crossref](#)
28. Grieco TF, Sharma A, Komistek RD, Cates HE. Single Versus Multiple-Radii Cruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty: An In Vivo Mobile Fluoroscopy Study. *J Arthroplasty* 2016;31(3):694–701. [Crossref](#)
29. Desjardins JD, Rusly RJ. Single flexion-axis selection influences femoral component alignment and kinematics during knee simulation. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H. J Eng Med* 2011;225(8):762–8. [Crossref](#)
30. Churchill DL, Incavo SJ, Johnson CC, Beynon BD. The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 1998;356:111–8. [Crossref](#)
31. Hollister AM, Jatana S, Singh AK, Sullivan WW, Lupichuk AG. The axes of rotation of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 1993;(290):259–68. [Crossref](#)
32. Wang H, Simpson KJ, Chamnongkitch S, Kinsey T, Mahoney OM. A biomechanical comparison between the single-axis and multi-axis total knee arthroplasty systems for the stand-to-sit movement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005;20(4):428–33. [Crossref](#)
33. Wang H, Simpson KJ, Chamnongkitch S, Kinsey T, Mahoney OM. Biomechanical influence of TKA designs with varying radii on bilateral TKA patients during sit-to-stand. *Dynamic Med* 2008;7(1). [Crossref](#)
34. Ritter MA, Harty LD, Davis KE, Meding JB, Berend ME. Predicting range of motion after total knee arthroplasty: clustering, log-linear regression, and regression tree analysis. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85(7):1278–85. [Crossref](#)
35. Murphy M, Journeaux S, Russell T. High-flexion total knee arthroplasty: a systematic review. *Int Orthop* 2009;33(4):887–93. [Crossref](#)
36. Sultan PG, Most E, Schule S, Li G, Rubash HE. Optimizing flexion after total knee arthroplasty: advances in prosthetic design. *Clin Orthop Relat Res* 2003;416:167–73. [Crossref](#)
37. Hamilton WG, Sritulanondha S, Engh CA. Results of prospective, randomized clinical trials comparing standard and high-flexion posterior-stabilized TKA. a focused review. *Orthopedics* 2011;34(9):e500–3. [Crossref](#)
38. Tandoğan R, Aşık M, Aktekin CN, Tuncay İ, editörler. *Primer Diz Artroplastisi –TUSYAD Eğitimci Kitap Serisi*. İstanbul: İstanbul Tıp Kitabevi; 2018. 384 s.